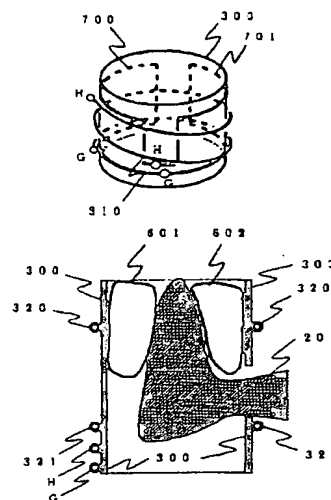


(54) INSPECTING DEVICE USING NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE

(11) 5-76510 (A) (43) 30.3.1993 (19) JP
 (21) Appl. No. 3-239313 (22) 19.9.1991
 (71) HITACHI LTD (72) YUKIO YABUSAKI(1)
 (51) Int. Cl.⁵ A61B5/055, G01R33/28

PURPOSE: To pick-up images with high sensitivity and high resolution and to execute inspection without being interrupted by providing a mechanism to press the ankle or the toe as necessary while using the combination of a solenoid coil in a shape to put-in the ankle or the toe and a coil which magnetic flux is intersected orthogonally with the solenoid coil.

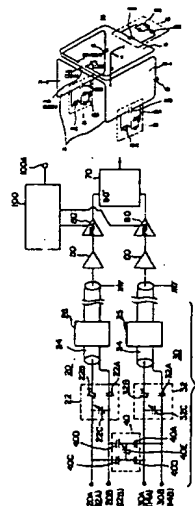
CONSTITUTION: At the coil for the joint of the ankle or the toe, an electrode 310 composed of a copper wire is wound around a cylindrical bobbin 300 and further, rectangular electrodes 700 and 701 composed of copper wires are wound around the cylindrical bobbin 300 so as to obtain sensitivity in a direction intersecting orthogonally with the axial direction of the cylindrical bobbin 300. Therefore, since the ankle or toe 201 of a reagent directly touches electrodes 320, 321, 700 and 701, there is no danger of getting electric shocks. Further, air tight bags 601 and 602 composed of materials to be stretched to the inside of the cylindrical bobbin 300 are provided to press the ankle or the toe by injecting fluid such as the air of suitable pressure from the outside to the respective bags. Thus, the images can be picked up with high sensitivity and high resolution, and the inspection can be executed without being interrupted.

**(54) RECEPTION SYSTEM FOR MRI DEVICE**

(11) 5-76511 (A) (43) 30.3.1993 (19) JP
 (21) Appl. No. 3-241821 (22) 20.9.1991
 (71) TOSHIBA CORP (72) KAZUO MORI
 (51) Int. Cl.⁵ A61B5/055, G01R33/32

PURPOSE: To detect signals with a high S/N concerning the desired area of a reagent by adjusting and amplifying individually outputs from two coils differing in sensitivity characteristics, and adding those outputs while keeping phase difference.

CONSTITUTION: A QD coil part 10 combines a surface coil 12 and a saddle-shaped coil 14 differing in the sensitivity characteristics. Terminals 20A and 20B of a first transmission system 20 composed of a tuning/matching circuit 22 and a balloon 26 are connected to signal extracting terminals 12A and 12B of the surface coil 12, and terminals 30A and 30B of a second transmission system 30 composed of a tuning/matching circuit 32 and a balloon 36 are connected to the signal extracting terminals 14A and 14B of the saddle-shaped coil 14. Then, the gain amounts of first and second PGA 80 and 90 are respectively controlled by a gain controller 100. Then, the output terminal is connected to the input terminal of a 90° hybrid combiner 70 and as the output, the synthesized output of the surface coil 12 and the saddle-shaped coil 14 is guided to an orthogonal detector.



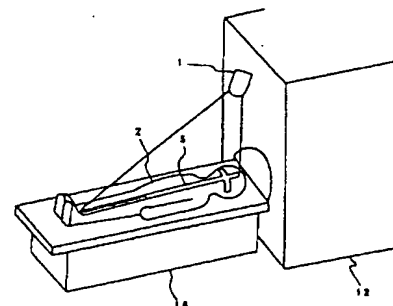
10B: clamp part

(54) IMAGE DIAGNOSTIC DEVICE

(11) 5-76512 (A) (43) 30.3.1993 (19) JP
 (21) Appl. No. 3-237810 (22) 18.9.1991
 (71) HITACHI LTD (72) KENJI TANDAI
 (51) Int. Cl.⁵ A61B5/055, G01R33/30

PURPOSE: To easily and exactly position an element, for which the positioning of a reagent is important in an image diagnostic device.

CONSTITUTION: In the image diagnostic device, a projector 1 for positioning a reagent 2 is provided to project a cross pattern 3 to an entire reagent. Thus, since the reagent 2 is positioned while observing the entire, the reagent 2 is easily and exactly positioned. Therefore, since the reagent can easily and exactly be positioned, effects such as eliminating the retry of positioning, improving the rotating efficiency of image photographing and exactly photographing the diagnostic image of a required part are obtained.



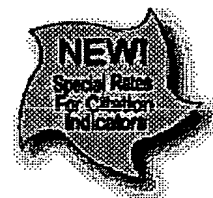
MicroPatent® PatSearch FullText: Record 1 of 1

Search scope: JP; Full patent spec.

Years: 1990-2001

Text: Patent/Publication No.: JP05076511

[no drawing available]

[Download This Patent](#)[Family Lookup](#)[Citation Indicators](#)[Go to first matching text](#)

JP05076511 A2
RECEPTION SYSTEM FOR MRI DEVICE
TOSHIBA CORP

Inventor(s): MORI KAZUO

Application No. 03241821 JP03241821 JP, Filed 19910920,

Abstract: PURPOSE: To detect signals with a high S/N concerning the desired area of a reagent by adjusting and amplifying individually outputs from two coils differing in sensitivity characteristics, and adding those outputs while keeping phase difference.

CONSTITUTION: A QD coil part 10 combines a surface coil 12 and a saddle-shaped coil 14 differing in the sensitivity characteristics. Terminals 20A and 20B of a first transmission system 20 composed of a tuning/matching circuit 22 and a balloon 26 are connected to signal extracting terminals 12A and 12B of the surface coil 12, and terminals 30A and 30B of a second transmission system 30 composed of a tuning/matching circuit 32 and a balloon 36 are connected to the signal extracting terminals 14A and 14B of the saddle-shaped coil 14. Then, the gain amounts of first and second PGA 80 and 90 are respectively controlled by a gain controller 100. Then, the output terminal is connected to the input terminal of a 90-hybrid combiner 70 and as the output, the synthesized output of the surface coil 12 and the saddle-shaped coil 14 is guided to an orthogonal detector.

COPYRIGHT: (C)1993,JPO&Japio

Int'l Class: A61B005055; G01R03332

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-76511

(43)公開日 平成5年(1993)3月30日

(51)Int.Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 5/055

G 0 1 R 33/32

7831-4C

7831-4C

9118-2J

A 6 1 B 5/ 05

3 5 5

3 7 0

G 0 1 N 24/ 04

E

審査請求 未請求 請求項の数3(全 13 頁)

(21)出願番号

特願平3-241821

(22)出願日

平成3年(1991)9月20日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 森 一生

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

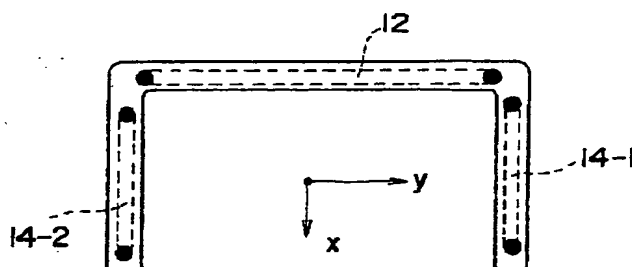
(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦

(54)【発明の名称】 M R I 装置の受信システム

(57)【要約】

【目的】 本発明の目的は、被検体の表層、中層、深層のうちの所望の領域について高S/Nにて信号検出を可能としたMRI装置の受信システムを提供することにある。

【構成】 感度特性の異なる少なくとも2つのコイル要素12、14を有するクワドラチャコイル部と、前記クワドラチャコイル部の一のコイル要素12と他のコイル要素14の受信出力をそれぞれ伝送する第1、第2の伝送系と、前記第1の伝送系と前記第2の伝送系のそれぞれの伝送出力の大きさを調整する第1、第2の調整手段と、前記第1の調整手段及び前記第2の調整手段の調整量を制御する制御手段と、前記第1の調整手段の出力と前記第2の調整手段の出力とを90°位相差を持たせて加算する加算手段と、を具備してなるMRI装置の受信システム。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 感度特性の異なる少なくとも2つのコイル要素を有するクワドラチャークoil部と、
前記クワドラチャークoil部の一のコイル要素の受信出力を伝送する第1の伝送系と、
前記クワドラチャークoil部の他のコイル要素の受信出力を伝送する第2の伝送系と、
前記第1の伝送系の伝送出力の大きさを調整する第1の調整手段と、
前記第2の伝送系の伝送出力の大きさを調整する第2の調整手段と、
前記第1の調整手段及び前記第2の調整手段の調整量を制御する制御手段と、
前記第1の調整手段の出力と前記第2の調整手段の出力とを90°位相差を持たせて加算する加算手段と、
を具備してなるMRI装置の受信システム。

【請求項2】 前記クワドラチャークoil部は、少なくとも一つのボリウムコイルを含んでいる請求項1のMRI装置の受信システム。

【請求項3】 前記クワドラチャークoil部は、略同一平面に配置された実行的に2つのコイル要素からなるものである請求項1のMRI装置の受信システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、磁気共鳴(MR:magnetic resonance)現象を利用して被検体(生体)の形態情報やスペクトロスコーピー等の機能情報を得るMRI装置(磁気共鳴イメージング装置)の受信システムに関する。

【0002】

【従来の技術】MRI装置の受信システムにおいては、励起用高周波磁場の送信及び/又は磁気共鳴信号の受信のためのRFコイルとして、クワドラチャークoil(以下「QD(Quadrature Detecting)コイル」と略称する。)部が使用されることは、よく知られていることである。

【0003】この種の受信システムの従来例として、を含む、図12に示すシステムが知られている。図12に示すように、従来例の受信システムは、表面コイル12とボリウムコイルとしての鞍型コイル14とを組合せた構成のQDコイル部10と、チューニング/マッチング回路22、同軸ケーブル24及びバルン(平衡不平衡変換回路)26からなる第1の伝送系20と、チューニング/マッチング回路32、同軸ケーブル34及びバルン(平衡不平衡変換回路)36からなる第2の伝送系30と、中和回路40と、第1のプリアンプ50と、第2のプリアンプ60と、90°ハイブリッド・コンバイナ70とからなる。90°ハイブリッド・コンバイナ70の出力たる表面コイル12と鞍型コイル14との合成出力は、図示しない直交検波器に導かれる。

【0004】図12の構成の下で、表面コイル12の出力のS/Nと、鞍型コイル14の出力のS/Nと、合成出力のS/Nとは、図13のように示される。ここで、x軸は、表面コイル12の面を起点とした深さ方向の距離を示している。図13より、合成出力は、xのある範囲に限っては表面コイル12及び鞍型コイル14のいずれよりも高いS/Nを示すことが分かる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上述したように、図12に示すシステムにおいては、被検体の表層領域においては表面コイル12の方が合成出力よりも高いS/Nを示し、深層領域では鞍型コイル14の方が合成出力よりも高いS/Nを示しており、中層領域に限り合成出力は表面コイル12及び鞍型コイル14よりも高いS/Nを示している。しかも、表面コイル12の欠点である大きな不均一性も殆ど解消されていないものである。

【0006】そこで本発明の目的は、被検体の表層、中層、深層のうちの所望の領域について高S/Nにて信号検出を可能としたMRI装置の受信システムを提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明は上記課題を解決するために次のような構成としている。すなわち、本発明のMRI装置の受信システムは、感度特性の異なる少なくとも2つのコイル要素を有するクワドラチャークoil部と、前記クワドラチャークoil部の一のコイル要素の受信出力を伝送する第1の伝送系と、前記クワドラチャークoil部の他のコイル要素の受信出力を伝送する第2の伝送系と、前記第1の伝送系の伝送出力の大きさを調整する第1の調整手段と、前記第2の伝送系の伝送出力の大きさを調整する第2の調整手段と、

【0008】前記第1の調整手段及び前記第2の調整手段の調整量を制御する制御手段と、前記第1の調整手段の出力と前記第2の調整手段の出力とを90°位相差を持たせて加算する加算手段と、を具備してなる。

【0009】また、前記クワドラチャークoil部は、少なくとも一つのボリウムコイルを含んでなるか、又は、略同一平面に配置された実行的に2つのコイル要素からなるものである。

【0010】

【作用】上記の如き構成であると次のように作用する。すなわち、本発明によると、制御手段を操作することにより所望に応じて第1の調整手段又は第2の調整手段を調整して一のコイル要素又は他のコイル要素からの出力特性を高めることができる。これにより、クワドラチャークoil部における感度特性の異なる少なくとも2つのコイル要素を一体又は単独にて活用することができる。

【0011】例えば、両系のゲイン配分を変更することにより、表層領域では表面コイルだけよりさらにS/Nを上げるようにもできるし、深層領域で鞍型コイルより

S/Nを上げることができるようにもできる。前者とした場合、全領域で表面コイルよりS/Nが良く、後者とした場合、全領域で鞍型コイルよりS/Nが良い結果を得ることができる。

【0012】

【実施例】以下、本発明の実施例を図面を参照して説明する。先ず、図1を参照して、本発明の受信システムにおけるQDコイル部の第1例を説明する。なお、図6にて第2例を示し、図8にて第3例を示している。図1に示すように、本実施例のQDコイル部10は、表面コイル12とボリウムコイルとしての鞍型コイル14とを組合せた構成である。

【0013】このQDコイル部10は、送信コイルとして、又は受信コイルとして機能させることができるが、本例では、もっぱら受信コイルとして機能させるものとして考える。従って、図示しないMRI装置のガントリ内には、送信コイルとして機能させるもう一つのRFコイルが配置されている。勿論、MRI装置のガントリ内には、静磁場磁石、傾斜磁場コイルが配置されている。このもう一つのRFコイルは、送信コイルとして機能させることができる他、受信コイルとしても動作させ得ることは勿論である。

【0014】QDコイル部10における表面コイル12は、1本の導体を、一つの平面上にて略四角状ループに形成してなり、当該平面は、図示のようにy-z軸面に平行になるように配置される。この配置により、表面コイル12は、x軸方向に高感度特性を発揮する。なお、静磁場磁石による静磁場は、Z軸方向に発生されている。

【0015】また、表面コイル12は、信号取出し端子12A、12Bを有する。表面コイル12のループ中には、トラップ回路16が介挿されている。このトラップ回路16は、図示しないもう一つのRFコイルとカップリングが起きないように設けている。トラップ回路16は、鞍型コイル14にも2つ設けられている。トラップ回路16は、一般に、交差ダイオード16A、コンデンサ16B、インダクタ16Cからなる並列共振回路である。

【0016】QDコイル部10における鞍型コイル14は、1本の導体を、隔間した2つの平面上にて2つの略四角状ループに形成してなり、両略四角状ループ間には渡り部が形成されている。また、当該2つの平面は、互いに略平行であって、しかも図示のようにz-x軸面に平行になるように配置される。この配置により、表面コイル14は、y軸方向に高感度特性を発揮する。また、鞍型コイル14は、渡り部に信号取出し端子14A、14Bを有する。鞍型コイル14の第1のループ14-1及び第2のループ14-2中にはそれぞれトラップ回路16及びコンデンサ18が介挿されている。このコンデンサ18は、当該鞍型コイル14と傾斜磁場コイルとの

電磁結合を避けるため、つまり低周波信号をしゃ断するためのものである。

【0017】QDコイル部10の全体と、表面コイル12と鞍型コイル14との配置関係とは、図2及び図3のように示される。すなわち、QDコイル部10は、図1に示す導体等からなる表面コイル12及び鞍型コイル14と若干の回路とを、図3に示すように、断面略C形状の樹脂容器10A内に収容してなる。容器10Aの上面部には表面コイル12が収容され、両側面部には鞍型コイル14が収容されている。上面部と両側面部とにより形成される空間には、図示しない被検体が配置される。容器10Aには、操作者が手で把持する部分である把持部10Bが形成されている。

【0018】この把持部10B内には、後述するチューニング/マッチング回路22、32、バルン（平衡不平衡変換回路）26、36、中和回路40が配置されている。また、この把持部10Bから、ケーブル10Cが導出されている。このケーブル10Cは、後述するように、2つのケーブル24、34を束ねたものである。

【0019】一方、図4に示すように、QDコイル部10における表面コイル12の信号取出し端子12A、12Bには、チューニング/マッチング回路22、同軸ケーブル24及びバルン（平衡不平衡変換回路）26からなる第1の伝送系20の一方の端子20A、20Bが接続され、また鞍型コイル14の信号取出し端子14A、14Bには、チューニング/マッチング回路32、同軸ケーブル34及びバルン（平衡不平衡変換回路）36からなる第2の伝送系30の一方の端子30A、30Bが接続され、さらに信号取出し端子12A、12Bと信号取出し端子14A、14Bとの間には中和回路40が接続されている。

【0020】チューニング/マッチング回路22、32のそれぞれの一例は、固定コンデンサ22A、32Aと、チューニング用可変コンデンサ22B、32Bと、マッチング用可変コンデンサ22C、32Cとからなる。同軸ケーブル24、34のシールド側は接地されている。中和回路40の一例は、4つの固定コンデンサ40A、40B、40C、40Dと、一つの可変コンデンサ40Eとからなる。

【0021】第1の伝送系20の他方の端子には、第1のプリアンプ50の入力端子が接続されている。第2の伝送系30の他方の端子には、第2のプリアンプ60の入力端子が接続されている。第1のプリアンプ50及び第2のプリアンプ60の利得量は同じである。

【0022】第1のプリアンプ50の出力端子は、第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ（PGA）80の入力端子が接続され、第2のプリアンプ60の出力端子は、第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ（PGA）90の入力端子が接続されている。第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ（PGA）80と第2のプログラマ

5

ブル・ゲイン・アンプ (PGA) 90 とは、ゲインコントローラ 100 により個別にゲイン量が調整され得る。

【0023】ゲインコントローラ 100 は、ゲイン切換器 100A を持ち、このゲイン切換器 100A を切換え操作することにより、第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 80 のゲインと、第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 90 のゲインとを個別に調整する。ゲイン切換器 100A は、例えば、表層領域対応側と深層領域対応側とのいずれかに設定し得る。

【0024】被検体の表層領域について適切画像を得るべくゲイン切換器 100A を表層領域対応側に設定すると、鞍型コイル 14 に接続される第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 90 のゲインを、表面コイル 12 に接続される第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 80 のゲインよりも大きくするように、ゲインコントローラ 100 は、第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 80 及び第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 90 それぞれに指令を出す。

【0025】一方、被検体の深層領域について適切画像を得るべくゲイン切換器 100A を深層領域対応側に設定すると、表面コイル 12 に接続される第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 80 のゲインを、第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 90 よりも大きくするように、ゲインコントローラ 100 は、第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 80 及び第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 90 それぞれに指令を出す。

【0026】第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 80 の出力端子と第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 90 の出力端子とは、90° ハイブリッド・コンバイナ 70 の入力端子に接続されている。この 90° ハイブリッド・コンバイナ 70 の出力たる表面コイル 12 と鞍型コイル 14 との合成出力は、図示しない直交検波器に導かれる。

【0027】以上のように構成された本実施例の作用を図4を参照して説明する。すなわち、ゲインコントローラ 100 のゲイン切換器 100A を操作することにより、第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 80 のゲイン量と第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 90 のゲイン量とを個別に調整し得る。

【0028】従って、ゲイン切換器 100A を表層領域対応側に設定することにより、表層領域においては、表面コイル 12 単独の場合よりも高 S/N の画像を得ることができる。つまり、表層、中層、深層の全領域において、表面コイル 12 単独の場合よりも高 S/N の画像を得ることができる。

【0029】また、ゲイン切換器 100A を深層領域対応側に設定することにより、深層領域においては、鞍型*

6

*コイル 14 単独の場合よりも高 S/N の画像を得ることができる。つまり、表層、中層、深層の全領域において、鞍型コイル 14 単独の場合よりも高 S/N の画像を得ることができる。

【0030】次に、上述した作用が得られる理由を詳細に説明する。表面コイル 12 の S/N は、x 軸方向に対して x の 1.5 乗に逆比例して小さくなっている。例えば、図1に示す QD コイル部 10 や伝送系に含まれるコイルインピーダンスの値を適切に調整すれば、第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 80 及び第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 90 から見て信号源インピーダンスを 50 Ω 等のケーブルインピーダンスに同じくすることは周知であり、且つ多用されている。この場合、第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 80 及び第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 90 が受ける信号を S_a、S_b と記述すれば、当該 S_a、S_b は、x の関数として表される。また、第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 80 の受ける雑音値 N_a は、信号源インピーダンスで定まる一定値 N となる。

【0031】鞍型コイル 14 についても上述と同様に、インピーダンスを調整することにより、第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 90 の受ける雑音値 N_b は、表面コイル 12 の場合と同じ信号源インピーダンスで定まる一定値 N となり得る。さらに、鞍型コイル 14 の寸法や間隔を適切に設定することにより、信号感度はあまり位置に依存しないで略一定値となる。

【0032】ここで、表面コイル 12 からの信号 S_a、その雑音 N に対して、第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 80 によりゲイン G_a を乗じ、また鞍型コイル 14 からの信号 S_b、その雑音 N に対して、第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ (PGA) 90 によりゲイン G_b を乗じた上で、いずれかの信号の位相を 90° ハイブリッド・コンバイナ 70 により 90° ずらして加算すると、その加算出力 S_o、N_o は次のようになる。

$$S_o = S_a \cdot G_a + S_b \cdot G_b$$

【0033】ここに、信号検出時に回転磁化に対する応答が表面コイル 12 と鞍型コイル 14 とではその配置関係により 90° ずれることになり、これをちょうど補償するような位相ずれを 90° ハイブリッド・コンバイナ 70 により加えたため、S_o の振幅は、加算的となる。

$$N_o = ((N_a \cdot G_a)^2 + (N_b \cdot G_b)^2)^{1/2}$$

ここで、表面コイル 12 からの雑音値 N_a と鞍型コイル 14 からの雑音値 N_b とは無関係だから、このようなベクトル和となる。従って、90° ハイブリッド・コンバイナ 70 の出力の信号雑音比 S_o/N_o は次のようになる。

7

$$= (S_a \cdot G_a + S_b \cdot G_b) / ((N_a \cdot G_a)^2 + (N_b \cdot G_b)^2)^{1/2}$$

上記式を分析すれば、次のような結果が得られる。すなわち、 $S_a = S_b$ のときには、 S_o/N_o は、 $G_a = G_b$ で最大値となり、 $S_o/N_o = (2^{1/2} + 1) \times S_a = 1.41 \times S_a$ となる。また、 $G_a = G_b$ のときには、

【0034】 $S_a > (2^{1/2} - 1) \times S_b = 0.41 \times S_b$ ならば、 S_o/N_o は、 S_b よりも小さくなる。これらを図示したのが、先に示した図13に示す如き合成出力の S/N である。

【0035】上記の式をさらに分析する。すなわち、所定点にあっては、所定の S_a と所定の S_b とは、その位置関係に応じて定まる。しかし、その位置で最大の S_o/N_o を得るためには $G_b/G_a = S_b/S_a$ の条件が成立したときである。

【0036】従って、例えば、深い部分(x が大きい値の場合)では、鞍型コイル14の S/N が望まれるのだから、鞍型コイル14のためのPGA90のゲイン G_b を、表面コイル12の為のPGA80のゲイン G_a より大きくすることが好ましい。このとき、 x に応じた S_o/N_o の変化は、図13に代えて図5の如くなる。図5によると、浅い部分(x が小さい値の場合)の感度も異常に高すぎず、観察容易な見易い画像となる。

【0037】上記の例は、表面コイル12と、ボリウムコイルである鞍型コイル14とを用いたQDコイル部10であったが、図6に示すように、ボリウムコイルであるソレノイド・コイル12と、当該ソレノイド・コイル12を囲むように配置されるボリウムコイルである鞍型コイル14とを用いたQDコイル部10でもよい。被検体は、ソレノイド・コイル12内に配置される。図6においては、図1～図4と同一部分には同一符号を付し、説明を省略する。

【0038】一般に、ソレノイド・コイルの方が鞍型コイルよりも S/N が優れているといわれているが、鞍型コイルを2つ組合わせたQDコイルよりは S/N は劣る。しかし、鞍型コイルを2つ組合わせるような構成は、静磁場の向きによっては、励起やMR信号の受信ができない場合があり、実用には適さない。これは、静磁場とRF磁場とは直交しなければならないことに基づいている。

【0039】そこで、本実施例は、鞍型コイル12と、ソレノイド・コイル14のような異種のボリウムコイルを組合せることにより、 S/N の向上を図るようにしているのであるが、この構成は、異種のボリウムコイルを組合せているが故に、両者の S/N は一対一程度ではなく、それから大きくずれているのが普通である。よって、図6の構成では、両コイル12、14に接続される図1に示すPGA80、90の増幅率の比が両コイル12、14が単独の場合の S/N 比と同じくするようにしている。両コイル12、14がボリ

8

ウムコイルである故に、位置依存性は殆ど無いので、常時、このような増幅率比に設定しておくことができる。

【0040】上記の例では、プログラマブル・ゲイン・アンプ(PGA)を用い両コイルからの2つの信号の増幅度を個々に調整したが、これは別の方式で構成してもよい。すなわち、図7は、図4における第1のプログラマブル・ゲイン・アンプ(PGA)80及び第2のプログラマブル・ゲイン・アンプ(PGA)90に代えて、第1の可変減衰器(ATT)110及び第2の可変減衰器(ATT)120を設けている。これら第1の可変減衰器(ATT)110及び第2の可変減衰器(ATT)120は、減衰量コントローラ130により指令を受け、両コイルからの2つの信号の減衰量を個々に調整することにより、図1～図4に示す構成と同等の作用を得ることができる。

【0041】上記のいずれの例では、90°ハイブリッド・コンバイナ70を用い両コイルからの2つの信号を90°位相差を持って加算したが、これは別の方式で構成してもよい。すなわち、両コイルの出力各々を検波して、コンピュータのメモリ上にデータ収集し、当該コンピュータにより数学的に両データに対して重み付けをし、位相シフトをし、加算するようにしてもよい。

【0042】次に、本発明の受信システムの他の例を図8～図11を参照して説明する。図8～図11においては、図1～図7と同一部分には同一符号を付してその説明は省略する。図8に示すQDコイル部300は、ループ導体300Aと、このループ導体300A内に介挿されたセンタ導体300Bとからなる。

【0043】QDコイル部300には、端子330、332、334、336を設けている。端子330、332には、図4における第1の伝送系20が接続されている。端子332、334には、図4における第2の伝送系30と同じ第2の伝送系30Aが接続され、また端子332、336には、図4における第2の伝送系30と同じ第3の伝送系30Bが接続されている。

【0044】第2の伝送系30Aの出力と、第3の伝送系30Bの出力を180°移相器62により180°移相した出力とは、ミキサ64により合成され、図4における第2の伝送系30の出力と同じ出力となる。そして、第1の伝送系20の出力と、第2、第3の伝送系30A、30Bと合成出力とは、個々にPGA80、90によりゲイン調整される。これは、図1～図4に示す例と同じである。

【0045】また、QDコイル部300は、図9に示すように電流ループ310、312を形成するデ並列モードと、図10に示すように電流ループ314を形成する並列モードとが構成されることになる。これらは、一つのQDコイル部300でありながら、導体を共有して、図9に示すコイルと、図10に示すコイルとが存在して

10

20

30

40

50

いることになるから、QDシステムを構成することになる。このようなQDコイル部300は、脊椎等の体表近傍を撮影対象とする場合に好適である。図11の構成は、図8におけるPGA80、90に代えて、図7の場合と同様に、可変減衰器110、120を設けたものである。本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施できるものである。

【0046】

【発明の効果】以上のように本発明のMRI装置の受信システムは、感度特性の異なる少なくとも2つのコイル要素を有するクワドラチャコイル部と、前記クワドラチャコイル部の一のコイル要素の受信出力を伝送する第1の伝送系と、前記クワドラチャコイル部の他のコイル要素の受信出力を伝送する第2の伝送系と、前記第1の伝送系の伝送出力の大きさを調整する第1の調整手段と、前記第2の伝送系の伝送出力の大きさを調整する第2の調整手段と、

【0047】前記第1の調整手段及び前記第2の調整手段の調整量を制御する制御手段と、前記第1の調整手段の出力と前記第2の調整手段の出力とを90°位相差を持たせて加算する加算手段と、を具備してなる。

【0048】また、前記クワドラチャコイル部は、少なくとも一つのボリュームコイルを含んでなるか、又は、略同一平面に配置された実行的に2つのコイル要素からなるものである。

【0049】上記の如き構成であると次のように作用する。すなわち、本発明によると、制御手段を操作することにより所望に応じて第1の調整手段又は第2の調整手段を調整して一のコイル要素又は他のコイル要素からの出力特性を高めることができる。これにより、クワドラチャコイル部における感度特性の異なる少なくとも2つのコイル要素を一体又は単独にて活用することができる。

【0050】例えば、両系のゲイン配分を変更することにより、表層領域では表面コイルだけよりさらにS/Nを上げるようにもできるし、深層領域で鞍型コイルよりS/Nを上げるようにもできる。前者とし*

*た場合、全領域で表面コイルよりS/Nが良く、後者とした場合、全領域で鞍型コイルよりS/Nが良い結果を得ることができる。

【0051】よって、本発明によれば、被検体の表層、中層、深層のうちの所望の領域について高S/Nにて信号検出を可能としたMRI装置の受信システムを提供できるものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のMRI装置の受信システムの第1の実施例の要部であるRFコイル装置の第1の実施例の構成を示す図。

【図2】本発明のMRI装置の受信システムの第1の実施例の要部であるRFコイル装置の斜視図。

【図3】図2におけるIII-III矢視断面図。

【図4】本発明のMRI装置の受信システムの伝送系の第1の例の回路図。

【図5】本発明のMRI装置の受信システムの作用を示す特性図。

【図6】本発明のMRI装置の受信システムの要部であるRFコイル装置の第2の実施例の構成を示す図。

【図7】本発明のMRI装置の受信システムの伝送系の第2の例の回路図。

【図8】本発明のMRI装置の受信システムの他の実施例を示す回路図。

【図9】図8のQDコイル部の第1の電流路を示す図。

【図10】図8のQDコイル部の第2の電流路を示す図。

【図11】図8に示す本発明のMRI装置の受信システムの変形例を示す回路図。

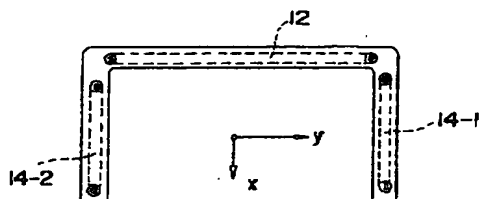
【図12】従来例の受信システムの変形例を示す回路図。

【図13】従来例の特性図。

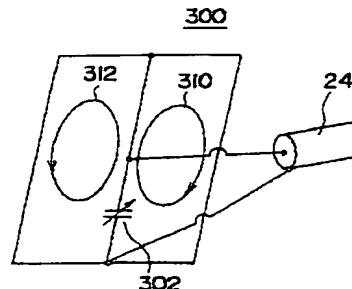
【符号の説明】

10…QDコイル部、12…表面コイル、14…鞍型コイル、20…第1の伝送系、30…第2の伝送系、50、60…プリアンプ、70…90°ハイブリッドコンバイナ、80、90…プログラマブル・ゲイン・アンプ(PGA)、100…ゲインコントローラ。

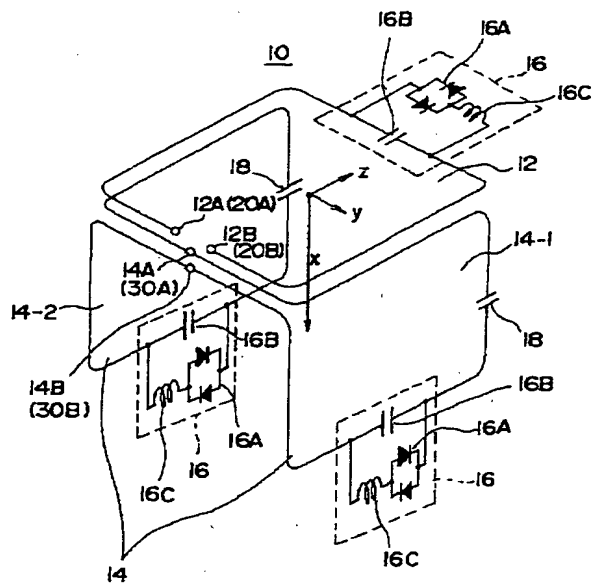
【図3】



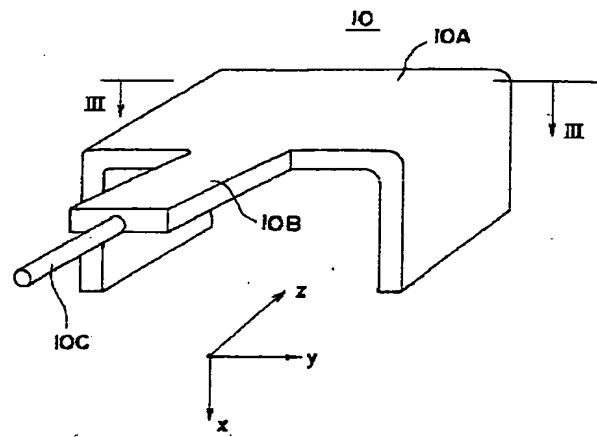
【図9】



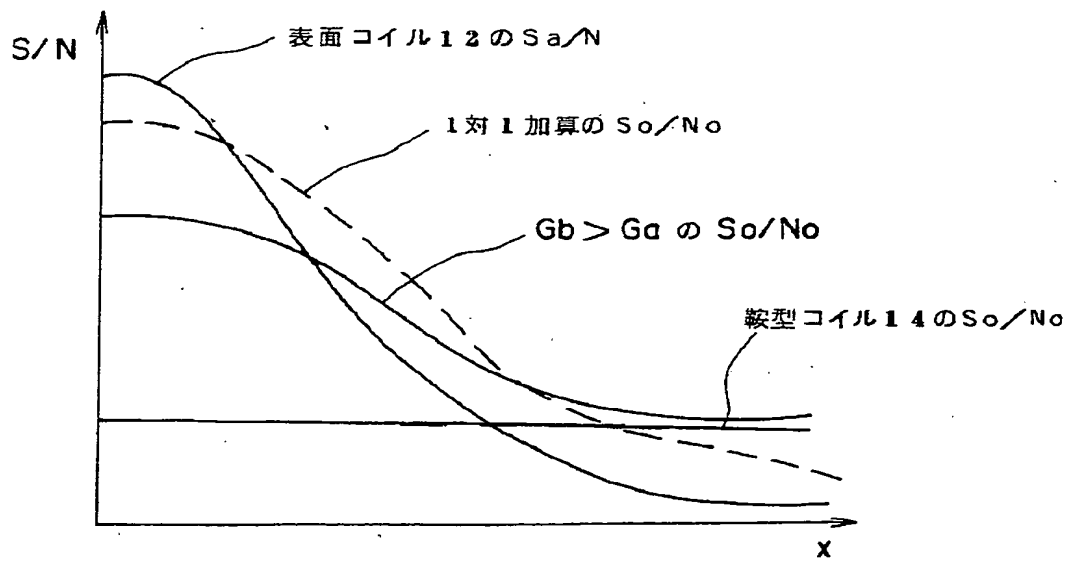
【図1】



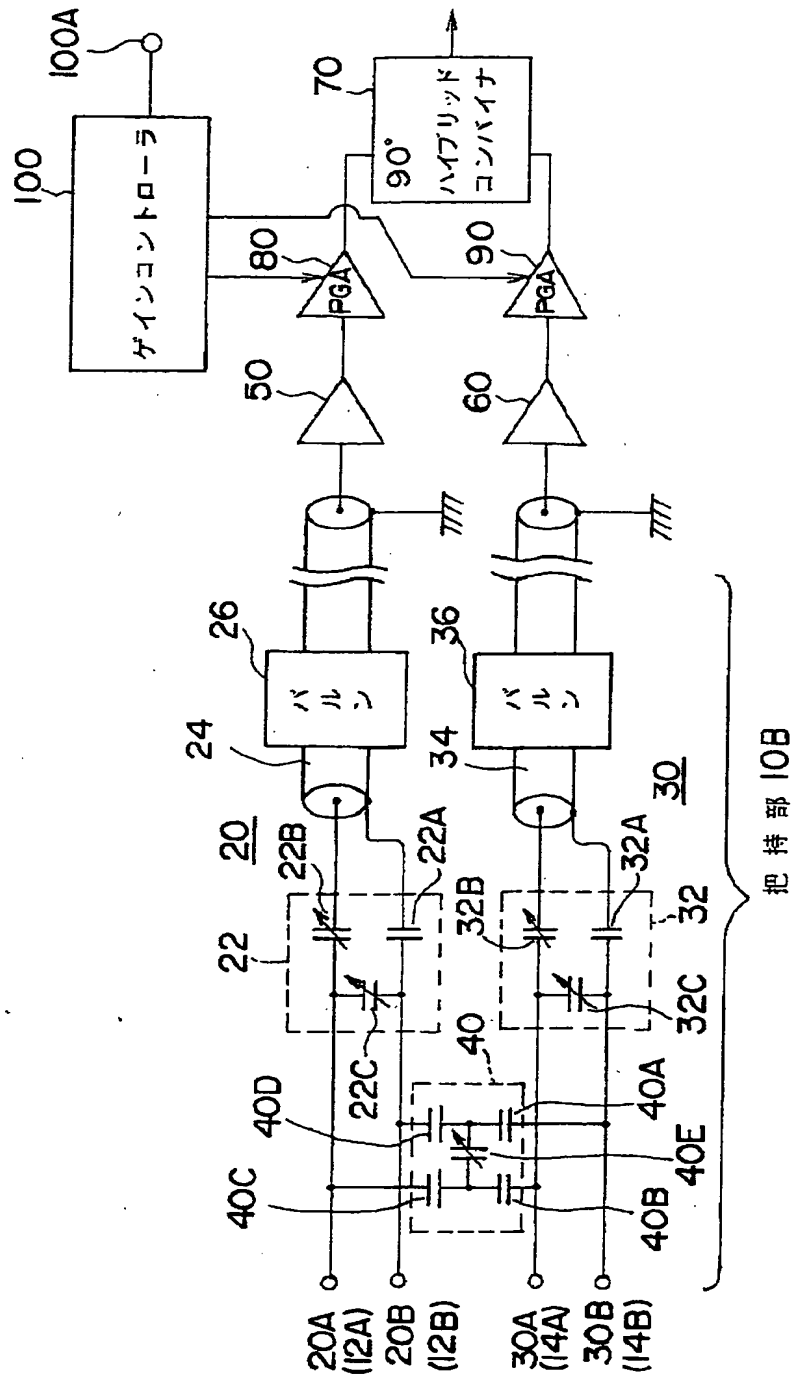
【図2】



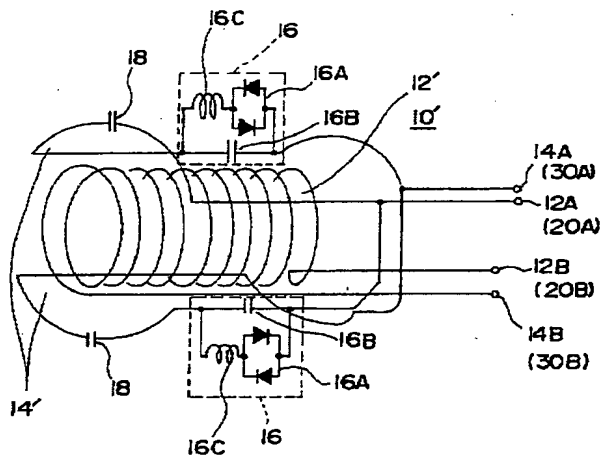
【図5】



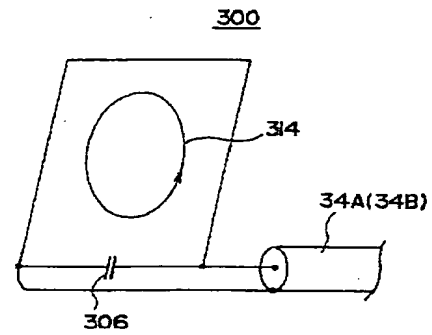
【図4】



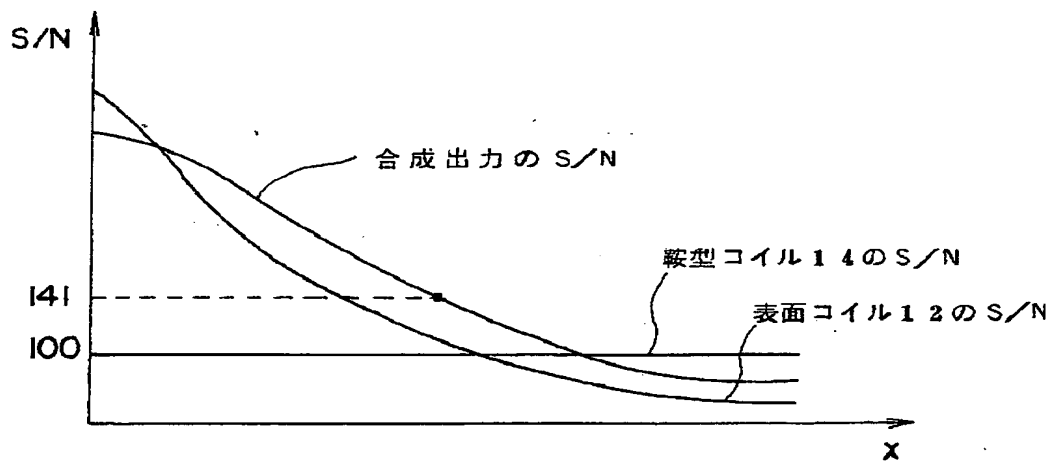
【図6】



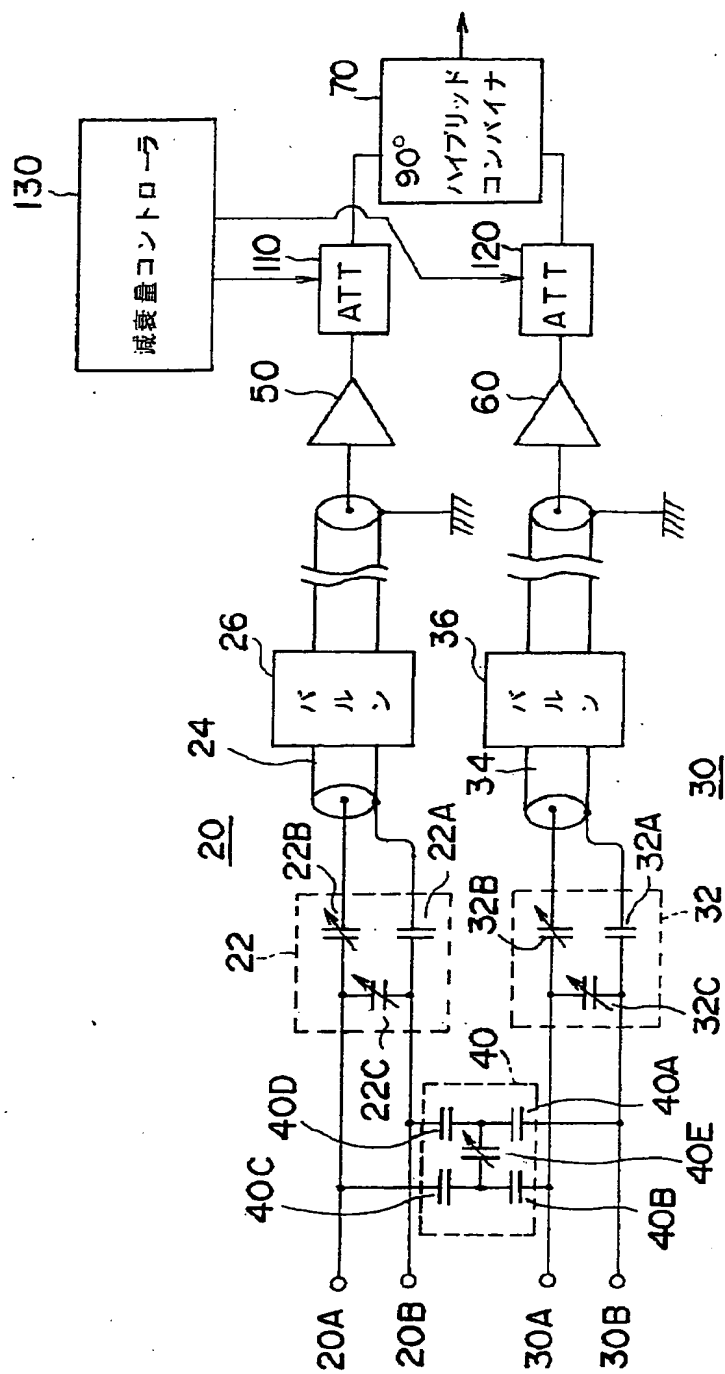
【図10】



【図13】



【図7】



【図11】

